

人・直立姿勢のレオロジー

金沢大学医学部整形外科科学教室 (主任: 高瀬武平教授)

鹿 野 尚 英

(昭和51年12月13日受付)

(本論文の要旨は第46回中部日本整形外科災害外科学会に於て発表した)

序 論

ギリシヤ、イオニアの哲人 Heracritus が述べたという *Panta rei* という言葉は“万物は流転する”という意味であるが、この言葉の中に、はたして現在の物性感の全てが含まれていたかどうかは疑問として、人も又、大きな自然の流れの中で確実に変化し、同じ力学物性の原則に従うものであることを示唆している。物質の流動と変形を扱う科学を Rheology と呼んでいるが、歴史的にみれば、現象論として、17世紀後半に、1つは Hooke の法則の発見 (1660) と、もう1つは粘性における Newton の法則の提示 (1687年) に、その基礎が確立されている。更に18世紀後半からは、J. C. Maxwell に始まる粘弾性論の展開と Boltzmann の積分方程式 (1876年) をはじめとする線型粘弾性の理論的發展の歴史の中から、今日では緩和時間の分布スペクトルという形で整理され、一応の体系が起き上がったものと考えられる。

一方生体力学 (Biomechanics) は力学の人体への応用であるが、運動については主に幾可学的な立場から身体運動学 (Kinesiology) として研究され発展してきたにも拘らず、運動を起こさせる力を問題にする運動力学 (Kinetics) については、人体においての研究が立ち遅れている。これは生体の内部に生ずる力の実測が困難である為と考えられる。しかし生体内部の構築における変化までも考慮すれば、内力の正確な測定が必要となる。特に生体では一要素を取り出して、その特性を調べることは困難であり且つ又無意味であることより、この可能性の実現が要望される。

生体の力学を考察する上で問題となるのは随意運動の扱い方である。これは内力の変化又は外部に及ぼす力として測定は可能であるが、その発現は任意である

ため、運動系の厳密な測定には厄介な問題となる。ところが別の観点から、生体運動の本質の一部はこの随意性にあるため、この問題の処理を忘れては生体力学研究的意義が失なわれると思われる。

1948年 Wiener¹⁾ によって提唱された Cybernetics の一つである Servomechanisms による運動の分析、合成の理論は随意運動の問題にも応用され興味ある解析の手法である。Servosystem の考えかたや理論のすすめ方の中には Rheology 的なものが含まれている。即ちこの二つは互に独立したものではなく Analogy の関係にあり、それぞれ補い合って方法論として新しい展開を持つものと思われる。

1. 研究目的と意義

先ず重要なことは生体の運動について Rheology 的な研究が可能であるかどうかは大きな問題である。生体は時々刻々変化するのであるから、力学的刺激応答実験において、長い時間での恒常性は得られないのは当然である。しかしこれが科学としての形態を整えるためには、その実験の再現性が認められねばならない。即ち生体の特質である時々刻々変化する性質を一時定常化させなければこの問題を解決することができない。生体本来の特質を失わせないでしかも定常である実験条件の設定を行うことが可能であるかどうかは、方法論として新しい展開を持つかどうかを決める要であるので、著者の先ず第1の研究目的と意義は、実験条件の設定にあると考えられる。

さて Rheology には変形と流動という現象の観測とその結果の記述、整理、解析の手段を考察する現象論的方法と、これらの現象に現れる物質の力学的特性を物質構造論の立場から解釈しようとする分子論的方法とがある。

分子論の多くは、鎖状高分子系に対する線型粘弾性

A Rheological Study of Mankind's Erect Posture Naohide Kano, Department of Orthopaedic Surgery (Director: Prof. B. Takase), School of Medicine, Kanazawa University.

論を適用して導かれる緩和時間分布の概念として解釈されてきた。

一方1875年 Reuleaux²⁾によって運動学的連鎖(Kinematic chains)の概念が紹介され、生体での応用では、連続的な筋を接合している幾つかの関節の組み合わせによる運動の自由度を説明するため、後に Kinesiology における研究に多く用いられてきた。

著者は、この運動学的連鎖が、微視的には先の鎖状高分子系の分子論的解釈に対応することに着目し、全生体の粘弾性測定を行い、これを緩和時間分布スペクトルとして整理されれば、将来さまざまな運動障害における力学的因果関係を具体的に考察するのに意義あることと考え、そのスペクトル作製の基になる粘弾性関数を実験的に求める装置を考案し、未だ多くの困難な問題も残されてはいるが、近似的手法によるスペクトラムから、先ず生体と物質系の相異を明らかにすることを第2の目的とした。

II. 研究方法

1. 実験法の選択

粘弾性実験は力学的刺激応答理論によってなされる。その方法は大きく二つに分けられ、刺激の与え方により、一つは階段関数の実験であり、一つは定常振動の実験である。前者はクリープ コンプライアンス $J(t)$ 又は緩和弾性率 $G(t)$ により、その応答特性が表わされる。クリープ回復の観測を長時間行うことで実際のクリープ観測時間が短くとも、クリープ曲線を完全に決定できる利点があるので材料の疲労をきたさず繁用される実験法であるが、生体の非定常性を考慮すれば測定に支障をきたすことになる。

さて後者の定常振動の実験からは、複素コンプライアンス $J^*(\omega) = J'(\omega) - iJ''(\omega)$ 又は複素弾性率 $G^*(\omega) = G'(\omega) + iG''(\omega)$ が定義され、それぞれ貯蔵コンプライアンス $J'(\omega)$ 、損失コンプライアンス $J''(\omega)$ 、又は貯蔵弾性率 $G'(\omega)$ 、損失弾性率 $G''(\omega)$ が実測され、応答特性が表わされる。これは1回毎の応答の平均加算を十分に行うことにより振動周期よりはるかに長い経過で現れる疲労の影響や、被験者の意図的或いは偶発的な異常運動が除かれるので生体においての測定に都合が良いように考えられる。

2. 定常振動の実験

振動の与え方には直接的なものと間接的なものがあり、後者は変位強制振動の実験となり、特に生体では、より自然な状態での測定が可能であり有利である。著者は正統的に水平往復運動を行う板の上に被験者がのった場合の力学系を図(1)の如く想定した。即ち生体各部の応答は質量の中心Mに集約されるので、この系

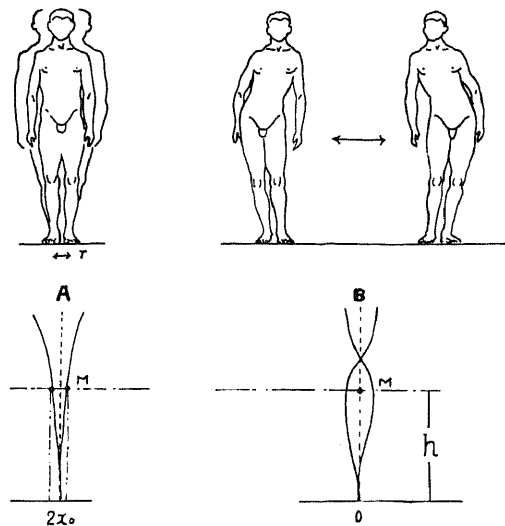


図1 A: 基本振動 B: 倍振動

における運動方程式は

$$M \frac{d^2}{dt^2} (x + \gamma) + G' x - \frac{Mg}{h} x + \eta' \frac{d}{dt} x = 0 \quad \dots (1)$$

となる。ここで x は重心の移動距離、 γ は板の水平移動距離、 g は重力の加速度 9.8 m/sec^2 、 h は重心の高さを表わす。 G' は貯蔵弾性率、 η' は動的粘性率を表わすのであるが、生体においては、生体が歪の大きさに対して反応する力の成分、歪の速度に反応する力の成分を表わすとしても良い。 η' は又 G''/ω と等しい関係にあり G'' は損失弾性率を表わす。板の動きは正弦振動であるので、その振巾を γ_0 とすると、 $\gamma = \gamma_0 e^{i\omega t}$ (ω : 角速度) となり(1)式は

$$\frac{d^2}{dt^2} x + \frac{\eta'}{M} \frac{d}{dt} x + \left(\frac{G'}{M} - \frac{g}{h} \right) x = \gamma_0 \omega^2 e^{i\omega t} \quad \dots (2)$$

の変位強制振動方程式となる。³⁾

もし生体が線型粘弾性を示すのであれば x も又 $x = x_0 e^{i(\omega t - \delta)}$ の正弦波でなければならない (δ : 位相角)。これを(2)式に代入し、実数部と虚数部に整理すれば

$$\left\{ \left(\frac{G'}{M} - \frac{g}{h} \right) x_0 - \omega^2 x_0 - \gamma_0 \omega^2 \cos \delta \right\} + i \left(\frac{\omega \gamma_0 \eta'}{M} - \gamma_0 \omega^2 \sin \delta \right) = 0$$

となり、これより

$$G' = \omega^2 M \left(\frac{\gamma_0 \cos \delta + x_0}{x_0} + \frac{g}{h \omega^2} \right) \quad \dots (3)$$

$$\eta' = \frac{\gamma_0 \omega M \sin \delta}{x_0} \quad \dots (4)$$

となり、重心の動き $x_0 \sin(\omega t - \delta)$ を実測できれば G' 、 η' を求めることが可能である。

3. 実験装置と記録方法

1) 駆動部と連結部

板の動きが正確に角速度 ω 一定に保たれることが重要であるので、動力として、サーボモーター (03PT 46-2 Lumex Inc) を使用した。出力は 300W であるが、更に 60:1 の変速器とベルトで結合し、回転数を降し、トルクの増大をはかった。振巾 γ を調整するため低速回転クランクアームの長さを可変とし、これにより γ は 0~6 cm の任意の位置に固定される。低速回転アームは又、 γ 位相の -90° の位置にセットされたマイクロスイッチを開閉するように工作し、これにより、演算部のトリガー電圧を供給するようにした。又 γ が可及的に正弦波に近くなるために、低速アームと板の連結バーは 1 m 20 cm として、ほぼ満足な正弦振動を得た。板の動きの記録は、低速回転アームにとりつけた別のアームと連動するポテンショメーター HP-7 の出力によって行い、その定電圧入力は、刺激装置 MSE-2 (日本光電) の直流出力を応用した。(図 2)

2) 重心位置検出部

先に述べた正弦運動板上に Reynolds⁴⁾の原理に基づく一次元的重心位置測定装置を工作しストレンゲージ HG 30 により出力 F を検出した。この F 出力は動歪増幅器 (DS6/PX. 新興) により増幅し、この出力をモニター部、演算部の Y 軸入力とした。(図 3)

Reynolds の原理によって得られる重心位置は、静

的平衡状態においてのみ実測が可能であるので、動的状態における重心の位置 x と F 出力との関係を別に求めておかなければならない。

F 出力は、予め $x=0$ の時 $F=0$ となるように動歪増幅器の R-バランスを調整してあるものとして、支持台への力の伝達関係式

$$G'x + \eta \frac{d}{dt}x = \frac{\ell \cdot F}{h} \dots \dots \dots (5)$$

(但し ℓ は支持台の支点・作用点間距離を表わす) が得られる。これは(1)の方程式により

$$\frac{d^2}{dt^2}x - \frac{g}{h}x = -\left(\frac{\ell \cdot F}{Mh} + \gamma \omega^2 e^{i\omega t}\right) \dots \dots \dots (6)$$

と置き換えられる。これは F の位相遅れを新しく δ とすれば $F = F_0 \sin(\omega t - \delta)$ とおいて

$$x_0 = \frac{(A^2 + B^2 + 2AB \cos \delta')^{\frac{1}{2}}}{C} \dots \dots \dots (7)$$

$$\tan \delta = \frac{A \sin \delta'}{A \cos \delta' + B} \dots \dots \dots (8)$$

但し、 $A = \ell \cdot F_0$, $B = \gamma \omega^2 Mh$, $C = M(g + \omega^2 h)$ である。式(3)(4), (7)(8)より最終的に、

$$G' = \frac{A^2 + 2B^2 + 3AB \cos \delta'}{A^2 + B^2 + 2AB \cos \delta'} \dots \dots \dots (9)$$

$$\omega \eta \equiv G' = C \frac{AB \sin \delta'}{A^2 + B^2 + 2AB \cos \delta'} \dots \dots \dots (10)$$

$$\tan \theta = \frac{AB \sin \delta'}{A^2 + 2B^2 + 3AB \cos \delta'} \quad (\text{損失率}) \dots \dots \dots (11)$$

となり γ , ω , h , F_0 , δ が測定の項目となる。(力学

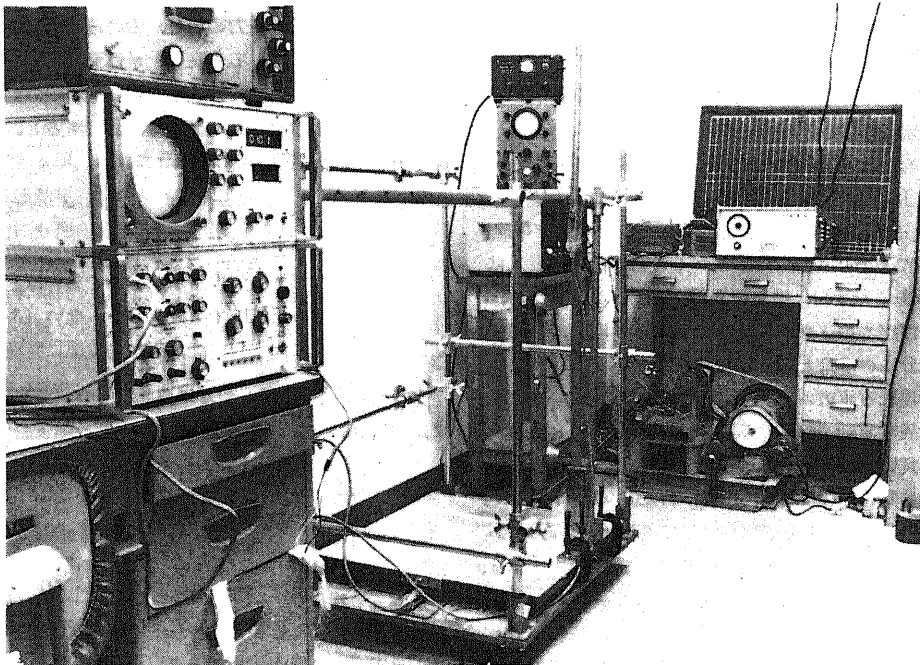


図2 駆動部と重心位置検出部の全容

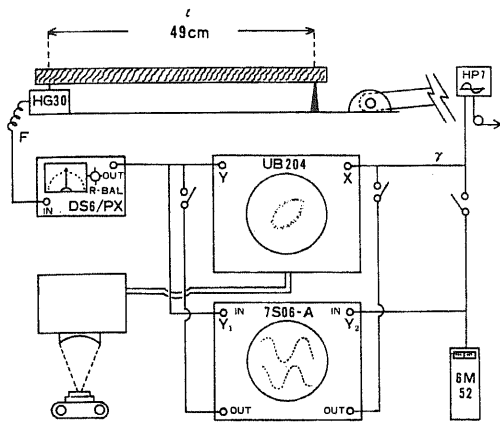


図3 Block diagram

単位は N: newton とした)

3) 演算部及び記録部

F 出力の振巾及び位相角 δ の測定を行うため、F 出力の一部はシグナルプロセッサー (7S06-A, 三栄) と、一部はモニター、撮影用として筋電計 (UB204, 三栄) のY軸入力端子に入れた。いずれも DC input とし、動歪増幅器よりのキャリアー 5KHz を除くため 1KHz のフィルターをかけた。演算は先の駆動部に取付けたマイクロスイッチのトリガー電圧により開始され、解折時間は γ の周期により2秒又は4秒とした。結果は UB204 のY軸X軸に読み出し、88mm オッシロペーパーに駒撮りした。一方測定中の生データーは、F 出力をY軸に、ポテンショ出力をX軸にとったりサーージュ図形として同じくオッシロペーパーに撮影した。記録は観察に便利ように、輝点を 10Hz, 1mS, に点滅させるようにして Dot record とした。これにより生データーのばらつきが直感的に観察され、又応答が線型かどうかの判断が容易となる。

3) 実験対象と測定規格

第2節において想定された人の直立姿勢が実験対象である。被験者は正常成人男子2名で、身長体重はそれぞれ 175cm, 68kg と 164cm, 54kg である。重心の高さは、可及的に身体を緊張させた状態で頭部を10cm 移動させた時の重心移動距離を算定し、比例配分方式で求める静的方式により決定した。当被験者では前者が 98cm (56%), 後者は90cm (55%) であった。

室温については特に考慮を払わなかったが常温とみなして良い。又騒音に対する特別の配慮を行っていない。

被験者は着衣脱靴としたが可及的軽装とした。

直立姿勢の標準としては Joseph や⁵⁾ Braune ら⁶⁾

による提案がある。前者は standing at ease, 後者は Bequeme Haltung と表現している。著者はこれらを参考として、両踵間30cm, 足部開角45°の楽な対称性姿勢とした。著者は次節で述べる理由から特殊な直立姿勢をとることが余儀なくされた。即ち下肢と軀幹は前述の通りとし、上肢は作業を行うのである。これにより Steindler⁷⁾ のいう閉鎖性運動学的連鎖が形成されたことになる。

4) 実験条件の設定

被験者の随意性により反応が変化するので実験条件の設定が必要となる。被験者を全く無意識下に直立位を保たせることは困難であるので一定の随意力を付加することになる。この随意力を設定条件履行の忠実度として別に記録する方式である。生理学的には脊髄前角部 motor neuron pool に対する1次 neuron の条件付けとなり、生体が可及的に無意識下において実験されるよりは合理的と考えられる。

著者は図(4)に示した装置により閉鎖ループを形成し指標に表われた上肢による応答を零に保つように条件を設定した。これにより全生体は、生体自身によって一義的に定まった周期的復原力によってコントロールされたことになり、しかも先に想定された実験法に

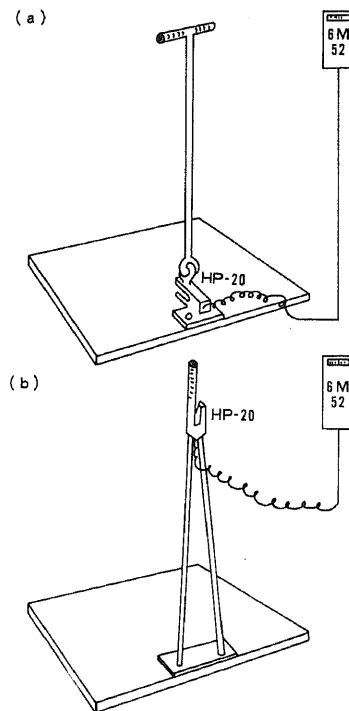


図4 条件設定装置

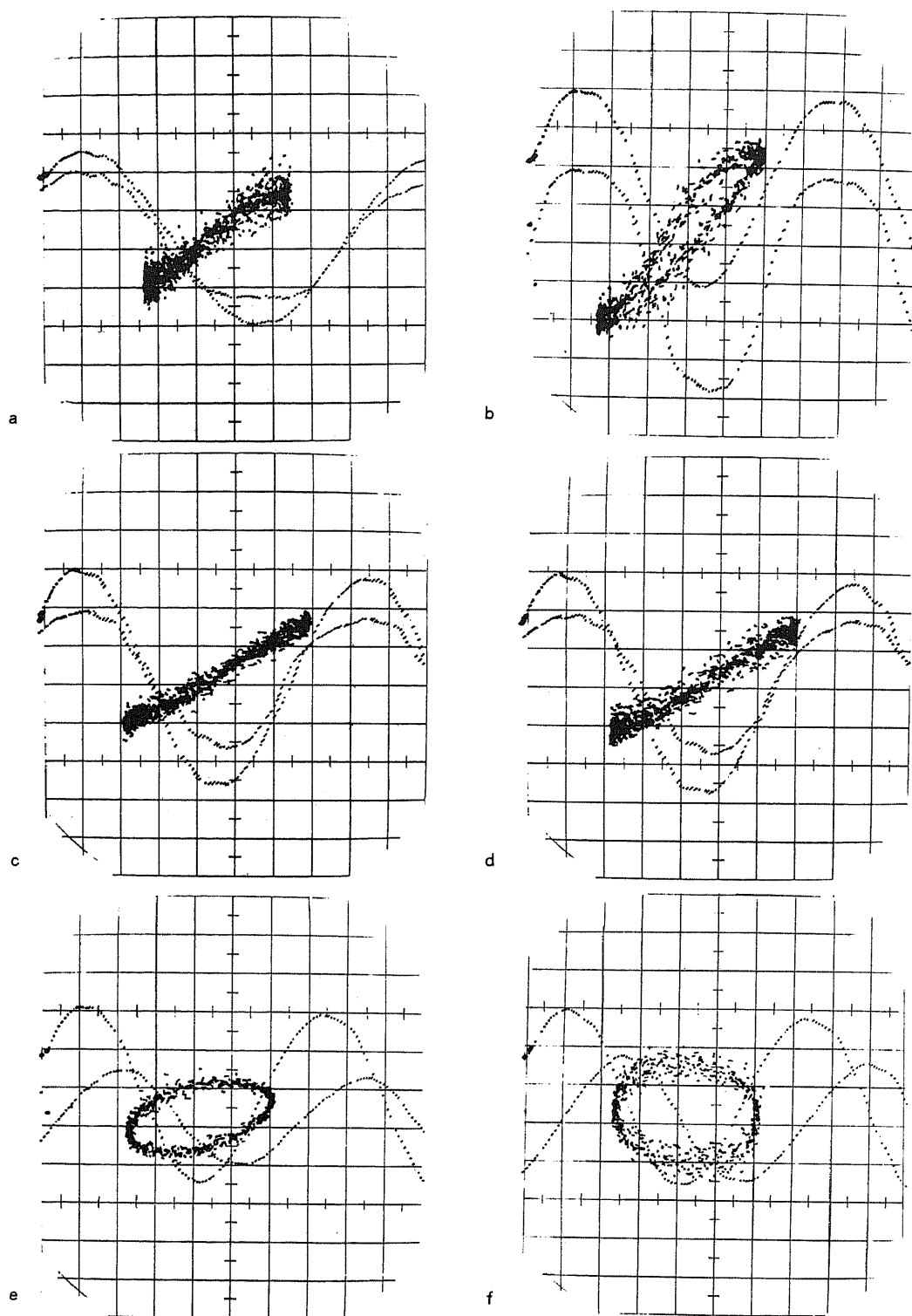


図5 a, b: 非線性応答例, c~f 線性応答例, c, e 開眼, d, f 閉眼

おける計算がそのまま通用する利点があり、又図(1)に示すような倍振動を抑制することが判明した。(指標に使用した動歪増幅器は 6M52. 三栄)

5) 実験施行

著者の研究目的にそって、第1は連続測定によって、前節に述べた実験条件の設定に基く変化を追求し、これにより実験の再現性が検討された。

次に振巾の変化による $G'(\omega)$, $G''(\omega)$ の応答特性を観察した。測定は1回毎に約3分間の椅坐休憩が設けられた。1回の測定時間は加算回数によって60秒から90秒である。

第3に角速度 ω による応答特性を観察した。これにより緩和時間スペクトルを作製した。測定された記録について、そのF出力の振巾 F_0 と位相角 δ' をノギスにて 0.5mm まで計測した。 $\sin \delta'$, $\cos \delta'$ は三角関数表により下3桁まで読みとり、別に計測した γ_0 , ω , M , h とともに式(9)(10)(11)から G' , G'' , η' , $\tan \theta$ を算出した。

III. 実験結果

1. 線型限度

著者の実験では正弦波的刺激を用いているので、反応が線型である必要条件は、反応が又正弦的であることである。即ち反応が正弦的であれば、刺激応答のリサージュ図形は直線か又は楕円となる。著者はこの方法で線型限度を判定し、非線型部でのデータは用いなかった。刺激の大きさは振巾と角速度の二乗に比例するので線型限度は 2.48cm/sec^2 から 147cm/sec^2 程度と思われる。(図5)

2. 条件設定と経時的変化

実験条件の設定を行なわない時は G' , η' 共に不安定な変化を示すのに対し、先に述べた実験条件を設定することで、少くとも G' は正確に安定化されることを知った。 G' に比べ η' の変動が大きいように観られるが、全剛度に対する G' の効果としては10分の1程度であるので問題はない。(図6, 図7)

次に無制御の状態、即ち閉眼時における手の応答を、先の動歪増幅器 6M52の出力を同時加算平均し記録すると、全応答の凡そ $\frac{1}{2}$ であり、位相も大略的に同じであることが判明した。これを零に保つような条件設定では、全応答の凡そ20%が負帰還されている系であると想定される。⁸⁾(図8)

3. 生体粘弾性関数の振巾依存性

G' 及び η' の値を ω , γ_0 の大きさを各々系統的に変化させて調べた結果を図(9), 図(10)に示す。これを $\gamma_0 \omega^2$ と γ_0 との関係でみると図(11)に示す如く、比例限界が著しく実験の大きさ即ち γ_0 の大きさに依存している

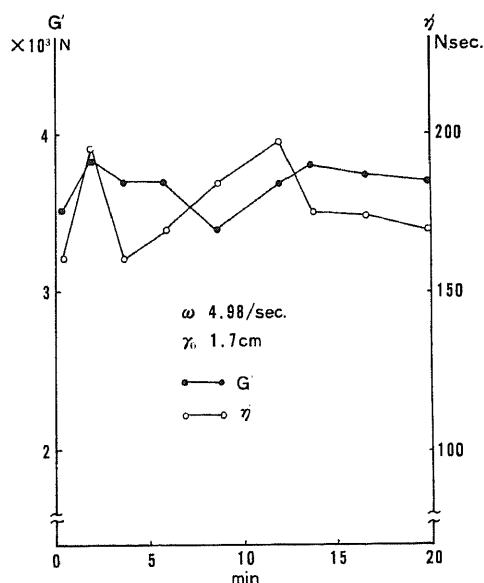


図6 無制御状態における経時変化

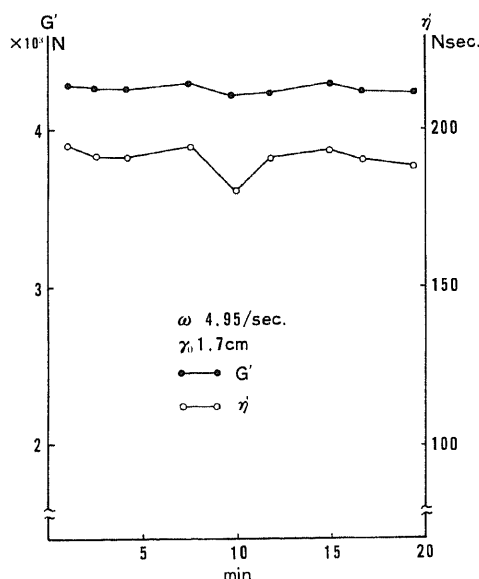


図7 利き手零補償動作を負荷した場合の経時変化

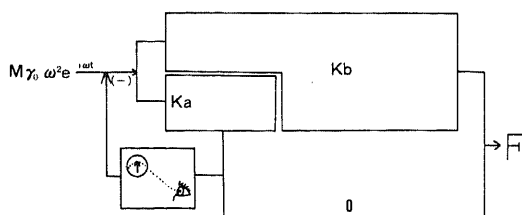


図8 制御系の Block Diagram

Ka: 上肢反応, Kb: 全応答

ことが判る。この被験者では又、 $\gamma_0 \omega^2$ が大きくなると、重心の移動距離が、基板の移動距離に漸近していく性質を示している。このことは無制御の状態でも不確定ではあるがその傾向を示しているので随意制御による効果だけとはいえない。(図12)

4. 粘弾性関数の実測

自作された実験装置の性能には限界があるが、その高域限界一杯まで広げた実験により作製された粘弾性関数の形を図(13)に示した。 G' は角速度 ω の増大に対し単調な増加関数となるのに対し、 G'' はS字状の増加関数となった。損失率 $\tan \theta$ は $\omega = 5$ で極大を示しその値は0.25であった。

$G'(\omega)$ は更に $\log G'(\omega)$ 対 ω の関係に直してみると、プロットは正確に正の傾きを持つ直線上にのる。無制御の場合の粘弾性関数の形は図(14)の如くであり又、 $\log G' - \omega$ の関係はやはり直線となり傾きは同じで全体を下方へ平行移動させたものとなる。 $\omega = 0$ における $G'(\omega)$ の値をこれより想定すると無制御の場合 $7.0 \times 10^2 \text{ N}$ となり、これは先の運動方程式(2)より、 χ の1次項の係数を0においた式より、 $G'(\omega) = Mg/h$ 即ち $6.9 \times 10^2 \text{ N}$ に近いものである。実験条件を設定した場合は $7.8 \times 10^2 \text{ N}$ となり約1割の増加を示す。以

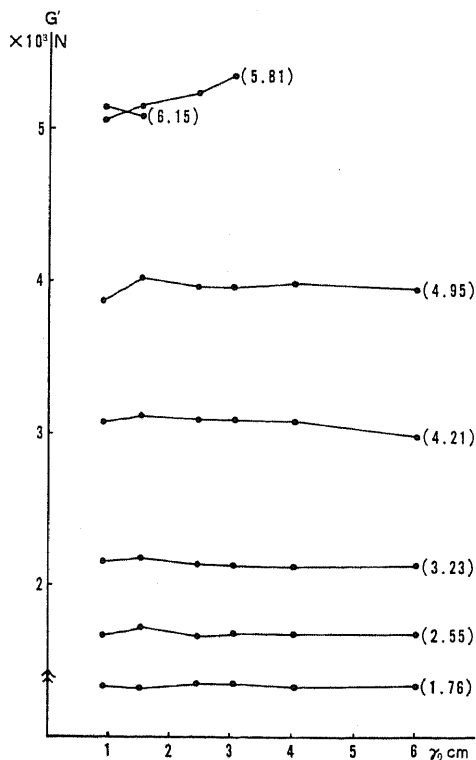


図9 G' の γ_0, ω 特性

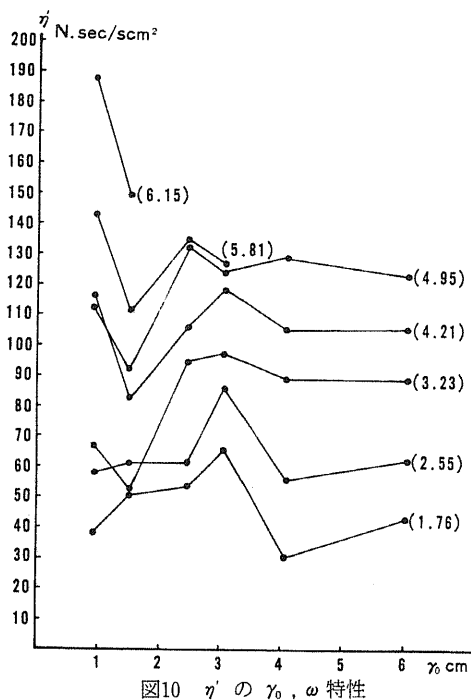


図10 η' の γ_0, ω 特性

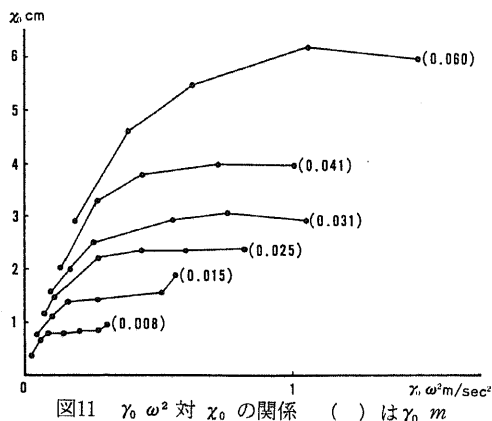


図11 $\gamma_0 \omega^2$ 対 x_0 の関係 () は $\gamma_0 m$

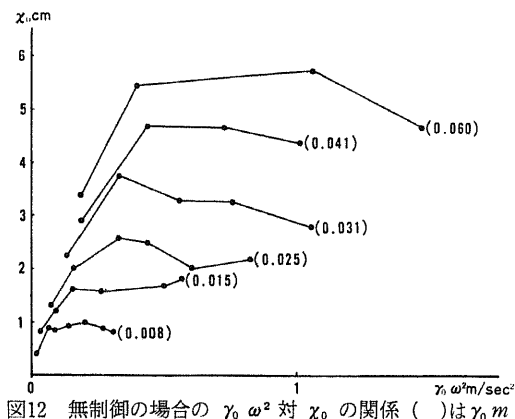


図12 無制御の場合の $\gamma_0 \omega^2$ 対 x_0 の関係 () は $\gamma_0 m$

上の結果は体重68kg, 重心高98cmの被験者についてであるが, 第2の被験者の場合, 即ち体重54kg, 重心高90cmでは, 計算された $G'(\omega)$ は 6.47×10^2 N であり, 実測値より想定される $\omega = 0$ における $G'(\omega)$ は 6.5×10^2 N となり, 同様に合致することが判明した。(図15)

IV. 考 察

生体の運動は, 深く分子論的考察にまで立ち入らなければ, 第1章に述べた運動学的連鎖の挙動を重畳したものと考えられる。現在の生体工学又は, Kinesiology の研究方法は, この運動学的連鎖を断ち切って個々の部分について, より詳しく分析していく方向に発展しつつあるのであるが, 人の姿勢とか歩行といった問題は, やはりその個々のものの集合体としての考察がなされなければならない。人の姿勢については, 直立位において Hellebrant が⁹⁾ “静止面上の動揺”と定義づけてより, 静的なとり扱いから動的なとり扱いに変化し, stasiology としての発展がみられた。¹⁰⁾

歩行については, 科学的研究としては, Fischer¹¹⁾の歩行に含まれる力の計算からはじまり, 重要な発展としては Elftman¹²⁾により力板 (Force plate) による研究が紹介されたことから現在の歩行分析の標準として多くの業績がある。又筋電図のこれら問題に対する応用も興味あることであり, サーボメカニズムの理論とともに今後の発展が期待される。^{13) 14)}

著者は姿勢を再び巨視的には静的なものとして想定し,

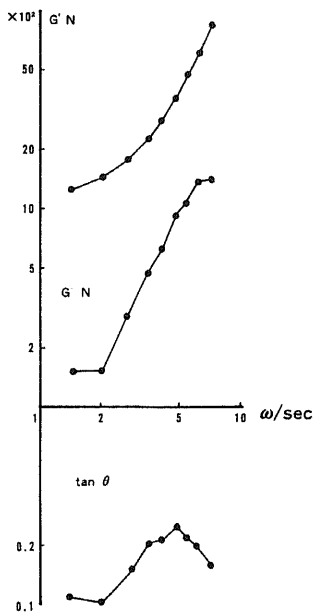


図13 粘弾性関数の ω 特性 $\gamma_0 = 2.5$ cm

一般物性論的なとり扱いによって, 即ち力学的刺激応答理論による研究方法を紹介する。その理論の根幹となるのは, 個々の運動学的連鎖が固有の時定数 τ を備えているという想定にはじまる。そしてその粘弾性特性を $Gie^{-\frac{t}{\tau}}$ とすれば, 長い時間に於ける緩和弾性率 $G(t)$ を十分正確にいい表わすためには

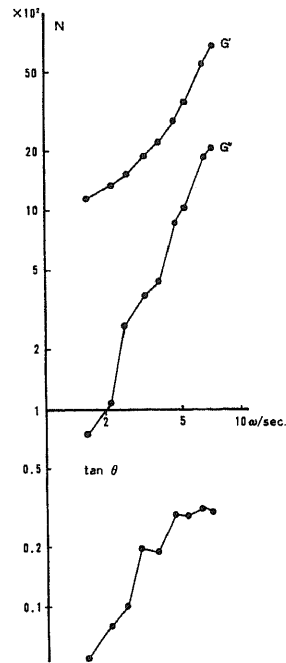


図14 粘弾性関数 設定条件なし $\gamma_0 = 0.7$ cm

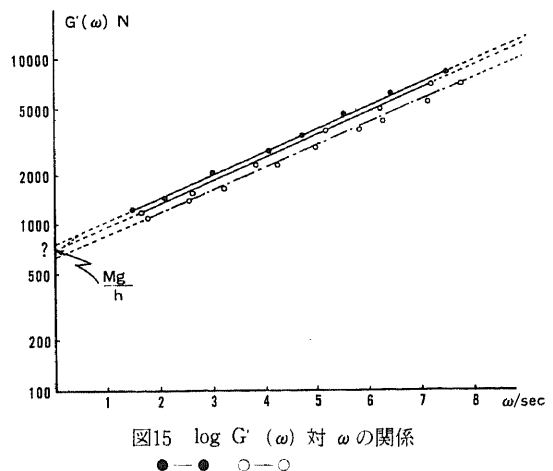


図15 $\log G'(\omega)$ 対 ω の関係

●—● ○—○
第1被験者の制御, 無制御実験
○—○—○ 第2被験者の制御実験

$$G(t) = \sum_{i=0}^n G_i e^{-\frac{t}{\tau_i}} \dots\dots\dots(12)$$

となり、多数の項の和として表わされる。 G_i はこの時のスペクトル強度となる。生体では各連鎖間は神経系によって統合されているとみなさなければならないので、実際は連続スペクトルとして考えた方が良く、教学的に(12)式は

$$G(t) = G_e + \int_0^{\infty} g(\tau) e^{-\frac{t}{\tau}} d\tau \dots\dots\dots(13)$$

のような連続スペクトル $g(\tau)$ で置き換えることが行なわれる。 G_e は時間が十分経過した時、残っている弾性率で平衡弾性率といわれる。 $g(\tau)$ は緩和時間分布関数と呼ばれ数値的計算には $g(\tau)$ から

$$H(\ln\tau) d(\ln\tau) = g(\tau) d\tau \dots\dots\dots(14)$$

で定義される H を使うことが多い。(13)式は、

$$G(t) = G_e + \int_{-\infty}^{\infty} H(\ln\tau) e^{-\frac{t}{\tau}} d \ln\tau \dots\dots\dots(15)$$

となり、又定常振動に対しては、

$$G'(\omega) = G_e + \int_{-\infty}^{\infty} H(\ln\tau) \frac{\omega^2 \tau^2}{1 + \omega^2 \tau^2} d \ln\tau \dots\dots\dots(16)$$

$$\omega \eta'(\omega) \equiv G''(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} H(\ln\tau) \frac{\omega \tau}{1 + \omega^2 \tau^2} d \ln\tau \dots\dots\dots(17)$$

の関係が成立する。¹⁵⁾

生体では $-\infty \sim \infty$ の広い時間にわたり実験を行うことは不可能であり、又構成単位が有限であるのでその必要もないのであるが、適当な変換式とその近似式からこれを補うことができる。

まず $G'(\omega)$ から $G(t)$ を導くことを考えよう。これはフーリエ変換によって得られる。即ち

$$G(t) = G_e + \frac{2}{\pi} \int_0^{\infty} [(G' - G_e)/\omega] \sin \omega t d\omega \dots\dots\dots(18)$$

であるが、Marvin によって指適されたように(15)式と(16)式から $1/\omega = t$ とおけば

$$G'(\omega) \Big|_{1/\omega=t} - G(t) = \int_{-\infty}^{\infty} H \left(\frac{\tau^2}{t^2 + \tau^2} - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) d \ln\tau \dots\dots\dots(19)$$

となり、この右辺が比較的小さいという事実からこれを0とみなせば

$$G'(\omega) \Big|_{1/\omega=t} \simeq G(t) \dots\dots\dots(20)$$

の近似がなり立つ。¹⁶⁾

これにより著者のデーターから $G(t)$ を作図すると図(16)となる。これは単調な減少関数であるが、マックスウェルの緩和模型での $G(t)$ の動向¹⁷⁾と異なっており、十分時間が経過しても0にはならないように思われる。しかしいづれにしても G', η' は ω とともに変化しているから人の直立姿勢は緩和系に属しているものと考

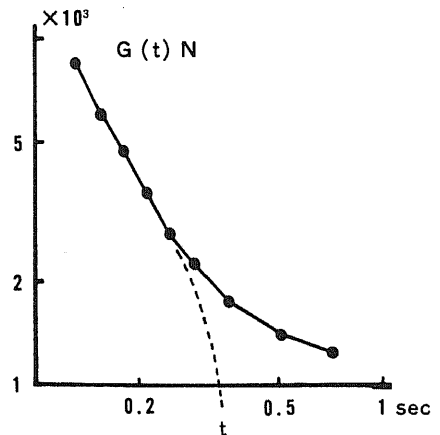


図16 緩和弾性率 $\eta_0 = 2.5 \text{ cm}$
点線はマックスウェル模型の場合

えられる。

次に損失率 $\tan \theta$ はエネルギー損失の程度を表わすものであるが、角速度 5 rad/sec 付近で極大を示していることは、自発的な重心動揺の研究から、斉藤¹⁸⁾は、 0.8 cps 即ち 5 rad/sec に相当するところに自己相関を認めたと報告していることより考えて、生体は姿勢を維持するのに、この付近で、積極的にエネルギーを費しているものと考察される。

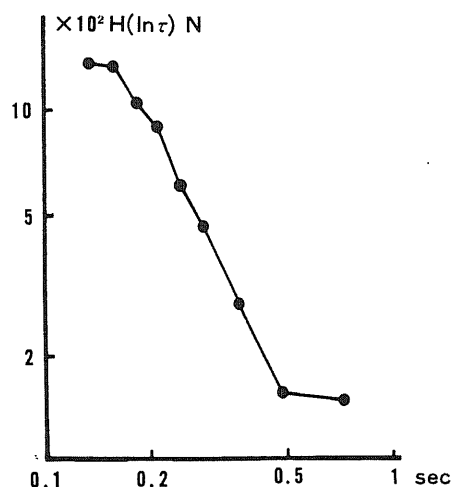
さて $G'(\omega)$ から緩和時間分布スペクトルを求める手法について述べる。

これは(17)式より $\omega\tau=1$ とおくことによって零次近似ではあるが、

$$G''(\omega) \simeq H \Big|_{\omega\tau=1} \dots\dots\dots(21)$$

となり直感的考察に便利と思われる。これは図(13)より $\tau=1/\omega$ としてプロットすれば直ちに求めることができる。これにより τ の分布について考察できる。しかし現実には、どの τ がどの Chain に相当するかが判明しないので、当面は、その動向をスペクトルのパターンとして、粘弾性関数を整理する手段と考えておきたい。(図17)

スペクトル強度の一番大きいものが $\omega\tau=1$ から計算すれば $\tau=133 \text{ ms}$ 前後にあることになる。神経、筋、関節を含めて、随意協調運動の分析は、最近、サーボ分析の立場から、一次おくれ要素の時定数として運動特性を表わすことが行なわれ、飯田¹⁹⁾、森貞²⁰⁾らはそれぞれ手の運動について正常値を 90 ms 、 130 ms としている。著者の実験では、線型復元力は、不随意的な反射又は平衡反応によるものと考えているが、一部は手の随意運動による制御が行なわれているものの、その影響は20%であり、全系に対しては約10% $G'(\omega)$

図17 緩和スペクトル $\gamma_0 = 2.5$ cm

を増加させる効果に止まっているので、偶然その時定数が等しそうだということから、当実験に於る τ が随意特性そのものによるとは云い難い。

随意運動を全力学回路に付加することは、 γ 系生理学や随意運動の生理と関連して興味ある問題である。

Liddell²¹⁾²²⁾ は負のフィードバックとしての伸張反射の概念を打ちたててよりガンマー環の活動が生体の運動に重要であることは確かである。著者の実験では、全く条件の設定を行なわない場合でも $G'(\omega)$ の特性が確実に保持されている事実から、これは先のガンマー系によってなされていると考えられる。又随意運動に付随する γ 発射即ち α - γ 連合の事実が Hunt²³⁾ や Kobayashi ら²⁴⁾ によって強く示唆され、人については Eklund ら²⁵⁾ による緊張性振動反射の実験からこの問題が明らかになりつつある。最近の Hirayama ら²⁶⁾ の報告では、 α - γ 連合比が 1/2.4 とされ、 γ -loop を通る間接的な力が随意力においては優位であると述べている。著者の実験では抗重力場での問題があり直接比較はできないが、随意力による条件設定により全系の応答が約10%の $G'(\omega)$ の上昇となって現れることより α - γ 連合の存在が想定された。

Granit²⁷⁾ は、 α - γ 連合の問題に関し、その存在を肯定しながらも α - γ 連合発射は偶然刺激条件がそうであったということであり、生体の運動ではたしてその回路が使われているかどうかは、もっと運動や姿勢についての補足的な実験による証明を期待している。レオロジー的な考察をもっと進めていけばこの期待に応える可能性があるかも知れない。粘弾性関数の振巾依存性の問題は、生理学的には Follow-up length

servo の概念に対応しているのではないかと考えられる。今後実験条件を更に吟味してその mechanisms を解明したい。

V. 結 論

生体の内部に生ずる力の測定とその分布又は局在を知るための方法論としてレオロジー的な手法に着目し、人の直立位につき粘弾性パラメーターである貯蔵弾性率 $G'(\omega)$ と動的粘性率 $\eta'(\omega)$ を実測し次の結論を得た。

1. 随意的な制御動作を全力学回路に付加することで負のフィードバックによる効果と相俟って G' 、 η' 値は経時的に安定化され実験の再現性が亢上した。
2. 力学的刺激に対する生体の応答は、与えられた力学的正弦刺激の中の振巾に支配されている。
3. 角速度の増大に対し $G'(\omega)$ は単調な増加関数であり $\log G'(\omega)$ 対 ω の関係は正の傾きを持つ直線となり、これより $\omega = 0$ での平衡弾性率は 0 とならず静的平衡力と一致した。
4. $G'(\omega)$ は S 字状の増加関数であり、結論 3 と合せて、人の直立姿勢は緩和系に属している。
5. 損失率 $\tan \theta$ は 5 rad/sec で極大を示し、人の直立姿勢での重心動揺波における 0.8 cps との相関が示唆された。
6. 緩和スペクトルは、時定数 133 ms 付近に極大を示す連続スペクトルとして標示された。

稿を終るに臨み、ご指導、ご校閲を賜った恩師高瀬武平教授に深く感謝いたします。

また種々ご教示をいただいた生理学山本長三郎教授に厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) Wiener, N. : Cybernetics. John Wiley, 1948.
- 2) Reuleaux, F. : Theoretische Kinematik, Braunschweig, 1875.
- 3) 戸田盛和 : 振動論, 培風館, 東京, 昭47.
- 4) Roynolds, E. et al. : A method of determining the position of the center of gravity in its relation to certain bony landmarks in the erect position, Amer. J. physiol., 24, 286~293 (1909).
- 5) Joseph, J. et al. : Electromyography of certain hip muscles, J. Anat., 91, 286~294 (1957).
- 6) Braune, J., et al. : Über den Schwerpunkt

- des menschlicher Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen. Abh. d. Kgl. Sachs. Ges. d. Wissensch., Math. Phys. Klasse, 26, 562 (1889)
- 7) Steindler, A. : Kinesiology of the Human Body under Normal and Pathologic Conditions, Charles C. Thomas, Springfield 1-11, 1955.
- 8) 東京電気大学 : 自動制御の基礎, 東京電気大学出版部, 東京, 昭35.
- 9) Hellebrant, F. A. : Standing as a geotropic reflex, Amer. J. Physiol., 121, 471~474 (1938).
- 10) 平沢弥一郎 : スタシオロジー(6), 静大教養部研究報告, 10, 75 (1974)
- 11) Fischer, O. : Der Gang des Menschen, Abh. d. Kgl. Sachs. Ges. d. Wissensch. Math. Phys. Klasse, Part 1, Bd. 21. 1895.
- 12) Elftman, H. : The Measurement of the External Force in Walking, Science, 88, 152-153 (1938)
- 13) Inman, V. T. : Functional aspect of the abductor muscles of the hip, J. B. J. S., 29, 607 (1947).
- 14) Martin, W. : A timing device for gait studies, Arch. Physiol. Med. 44, 105 (1963).
- 15) 和田八三久編 : 力学物性, 共立出版, 東京, 昭43.
- 16) Ferry, J. D. : Viscoelastic Properties of Polymers, John Wiley, 1960.
- 18) 齊藤一郎他 : 起立時の重心移動の定量化, 医実報告, 14, 1~6, (1973).
- 19) 飯田光男 : Manual control system のサーボ分析的研究, 精神々経学誌, 64, 521~542 (1952).
- 20) 森貞近見 : 人間の手関節の機能分析, 日整会誌, 45, 639~649 (1971).
- 21) Liddell, E. G. T., et al. : Reflexes in response to stretch (myotatic reflex), Proc. Roy. Soc., B.96, 212~242 (1924).
- 22) Liddell, E. G. T., et al. : Further observations on myotatic reflexes, Proc. Roy. Soc., B. 97, 267~283 (1925).
- 23) Hunt, C. C. : The reflex activity of mammalian small-nerve fibers, J. Physiol., 115, 456~469 (1951)
- 24) Kobayashi, Y., et al. : Analysis of afferent and efferent systems in the muscle nerve of the toad and cat, J. physiol., 117, 152~171 (1952).
- 25) Eklund, G., et al. : Normal variability of tonic vibration reflexes in man, Exp. Neurol., 16, 80~92 (1966).
- 26) Hirayama, K. et al. : Separation of the contributions of voluntary and vibratory activation of motor unit in man by cross-corelograms, Jap. J. Physiol., 24, 293~304 (1974).
- 27) Granit, R. : The Basis of Motor Control, London Academic Press, 1970.

Abstract

In the region of the orthopaedics that deals with the problems as to the osteo-articular system influenced directly by the stress in vivo, the practical measurement of the internal stress is a difficult but an interesting theme.

Attention was paid to the rheological theory as a method to measure the stress in vivo and the distribution or localization of the stress was investigated.

Developing an experimental instrument for the measurement of the internal stress in the erect posture, it was found that the experimental conditioning was important to stabilize the result.

The conclusions are as follows:

- 1) The visco-elastic function of the erect posture, especially the dynamic viscosity depends upon the amplitude of the sinusoid in the steady vibration experiment.

2) There is a special relaxing mechanics in the mankind's erect posture and it has a reasonable significance which influences the gait.
